

NT1857PCT

1/5

特許協力条約に基づく国際出願願書

紙面による写し(注意:電子データが原本となります)

0	受理官庁記入欄	
0-1	国際出願番号	
0-2	国際出願日	
0-3	(受付印)	
0-4	様式-PCT/RO/101 この特許協力条約に基づく国際出願願書は、	
0-4-1	右記によって作成された。	JPO-PAS 0321
0-5	申立て 出願人は、この国際出願が特許協力条約に従って処理されることを請求する。	
0-6	出願人によって指定された受理官庁	日本国特許庁 (RO/JP)
0-7	出願人又は代理人の書類記号	NT1857PCT
I	発明の名称	磁気共鳴イメージング装置
II	出願人	
II-1	この欄に記載した者は	出願人である (applicant only)
II-2	右の指定国についての出願人である。	米国を除く全ての指定国 (all designated States except US)
II-4ja	名称	株式会社日立メディコ
II-4en	Name:	HITACHI MEDICAL CORPORATION
II-5ja	あて名	1010047 日本国
II-5en	Address:	東京都千代田区内神田一丁目1番14号 1-14, Uchikanda 1-chome, Chiyoda-ku, Tokyo 1010047 Japan
II-6	国籍(国名)	日本国 JP
II-7	住所(国名)	日本国 JP
II-8	電話番号	03-3292-8111
II-9	ファクシミリ番号	03-3291-6392
II-11	出願人登録番号	000153498

特許協力条約に基づく国際出願願書

紙面による写し (注意: 電子データが原本となります)

III-1	その他の出願人又は発明者	出願人及び発明者である (applicant and inventor) 米国のみ (US only) 谷口 陽 TANIGUCHI Yo 1858601 日本国 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社 日立製作所 中央研究所内 c/o HITACHI, LTD. Central Research Laboratory, 280, Higashikoigakubo 1-chome, Kokubunji-shi, Tokyo 1858601 Japan
III-1-1	この欄に記載した者は	
III-1-2	右の指定国についての出願人である。	
III-1-4ja	氏名(姓名)	
III-1-4en	Name (LAST, First):	
III-1-5ja	あて名	
III-1-5en	Address:	
III-1-6	国籍(国名)	日本国 JP
III-1-7	住所(国名)	日本国 JP
III-2	その他の出願人又は発明者	出願人及び発明者である (applicant and inventor) 米国のみ (US only) 黒川 眞次 KUROKAWA Shinji 1858601 日本国 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社 日立製作所 中央研究所内 c/o HITACHI, LTD. Central Research Laboratory, 280, Higashikoigakubo 1-chome, Kokubunji-shi, Tokyo 1858601 Japan
III-2-1	この欄に記載した者は	
III-2-2	右の指定国についての出願人である。	
III-2-4ja	氏名(姓名)	
III-2-4en	Name (LAST, First):	
III-2-5ja	あて名	
III-2-5en	Address:	
III-2-6	国籍(国名)	日本国 JP
III-2-7	住所(国名)	日本国 JP

特許協力条約に基づく国際出願願書

紙面による写し(注意:電子データが原本となります)

III-3	その他の出願人又は発明者	
III-3-1	この欄に記載した者は	出願人及び発明者である (applicant and inventor)
III-3-2	右の指定国についての出願人である。	米国のみ (US only)
III-3-4ja	氏名(姓名)	越智 久晃
III-3-4en	Name (LAST, First):	OCHI Hisaaki
III-3-5ja	あて名	1858601
		日本国
		東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内
III-3-5en	Address:	c/o HITACHI, LTD. Central Research Laboratory, 280, Higashikoigakubo 1-chome, Kokubunji-shi, Tokyo 1858601
		Japan
III-3-6	国籍(国名)	日本国 JP
III-3-7	住所(国名)	日本国 JP
IV-1	代理人又は共通の代表者、通知のあて名 下記の者は国際機関において右記のごとく出願人のために行動する。	代理人 (agent)
IV-1-1ja	氏名(姓名)	小川 勝男
IV-1-1en	Name (LAST, First):	OGAWA Katsuo
IV-1-2ja	あて名	1040033
		日本国
		東京都中央区新川一丁目3番3号第17荒井ビル8階 日東国際特許事務所
IV-1-2en	Address:	Nitto International Patent Office, 8th Floor No.17 Arai Building, 3-3, Shinkawa 1-chome, Chuo-ku, Tokyo 1040033
		Japan
IV-1-3	電話番号	03-3537-1621
IV-1-4	ファクシミリ番号	03-3537-1624
IV-1-6	代理人登録番号	100068504
V	国の指定	
V-1	この願書を用いてされた国際出願は、規則4.9(a)に基づき、国際出願の時点で拘束される全てのPCT締約国を指定し、取得しうるあらゆる種類の保護を求め、及び該当する場合には広域と国内特許の両方を求める国際出願となる。	
VI-1	先の国内出願に基づく優先権主張	
VI-1-1	出願日	2004年 03月 04日 (04.03.2004)
VI-1-2	出願番号	2004-060143
VI-1-3	国名	日本国 JP
VI-2	先の国内出願に基づく優先権主張	
VI-2-1	出願日	2004年 03月 05日 (05.03.2004)
VI-2-2	出願番号	2004-061856
VI-2-3	国名	日本国 JP

特許協力条約に基づく国際出願願書

紙面による写し(注意:電子データが原本となります)

VII-1	特定された国際調査機関(ISA)	日本国特許庁 (ISA/JP)	
VIII	申立て	申立て数	
VIII-1	発明者の特定に関する申立て	—	
VIII-2	出願し及び特許を与えられる国際出願日における出願人の資格に関する申立て	—	
VIII-3	先の出願の優先権を主張する国際出願日における出願人の資格に関する申立て	—	
VIII-4	発明者である旨の申立て(米国を指定国とする場合)	—	
VIII-5	不利にならない開示又は新規性喪失の例外に関する申立て	—	
IX	照合欄	用紙の枚数	添付された電子データ
IX-1	願書(申立てを含む)	5	✓
IX-2	明細書	10	✓
IX-3	請求の範囲	2	✓
IX-4	要約	1	✓
IX-5	図面	9	✓
IX-7	合計	27	
	添付書類	添付	添付された電子データ
IX-8	手数料計算用紙	—	✓
IX-17	PCT-SAFE 電子出願	—	—
IX-19	要約書とともに提示する図の番号	5	
IX-20	国際出願の使用言語名	日本語	
X-1	出願人、代理人又は代表者の記名押印	/000153498/	
X-1-1	氏名(姓名)	株式会社日立メディコ	
X-1-2	署名者の氏名		
X-1-3	権限		
X-2	出願人、代理人又は代表者の記名押印	/100068504/	
X-2-1	氏名(姓名)	小川 勝男	
X-2-2	署名者の氏名		
X-2-3	権限		

特許協力条約に基づく国際出願願書

紙面による写し(注意:電子データが原本となります)

受理官庁記入欄

10-1	国際出願として提出された書類の実際の受理の日	
10-2	図面	
10-2-1	受理された	
10-2-2	不足図面がある	
10-3	国際出願として提出された書類を補完する書類又は図面であってその後期間内に提出されたものの実際の受理の日(訂正日)	
10-4	特許協力条約第11条(2)に基づく必要な補完の期間内の受理の日	
10-5	出願人により特定された国際調査機関	ISA/JP
10-6	調査手数料未払いにつき、国際調査機関に調査用写しを送付していない	

国際事務局記入欄

11-1	記録原本の受理の日	
------	-----------	--

明 細 書

磁気共鳴イメージング装置

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング技術に関する。

背景技術

[0002] 核磁気共鳴イメージング(MRI)装置は、被検体を横切る任意の平面内の水素原子核に核磁気共鳴を起こさせ、発生する核磁気共鳴信号からその平面内における断層像を得る医用画像診断装置である。

[0003] 一般的には、被検体の断層像を得ようとする平面を特定するスライス傾斜磁場を印加すると同時にその平面内の磁化を励起させる励起パルスを与え、これにより励起された磁化が収束する段階で発生する核磁気共鳴信号(エコー)を得る。磁化に位置情報を与えるため、励起からエコーを得るまでの間に、断層面内で互いに垂直な方向の位相エンコード傾斜磁場とリードアウト傾斜磁場を印加する。計測されたエコーは、横軸を k_x 、縦軸を k_y とする k 空間に配置され、逆フーリエ変換によって画像再構成が行われる。

[0004] エコーを発生させるためのパルスと各傾斜磁場は、あらかじめ設定されたパルスシーケンスに基づいて印加されるようになっている。このパルスシーケンスは、目的に応じて種々のものが知られている。例えば、グラディエントエコー(GE)タイプの高速撮影法は、そのパルスシーケンスを繰り返して作動させ、繰り返しごとに位相エンコード傾斜磁場を順次変化させることにより、1枚の断層像を得るために必要な数のエコーを順次計測していく方法である。

[0005] 図1の(A)に、GE系ラジアルスキャンのパルスシーケンスを示す(例えば、非特許文献1参照)。このパルスシーケンスの動作は、以下のとおりである。

[0006] z 方向のスライス傾斜磁場パルス201の印加とともにプロトンの共鳴周波数 f_0 の磁化励起用高周波磁場(RF)パルス202を印加し、対象物体内のあるスライスのプロトンに核磁気共鳴現象を誘起する。そして、デフェーズ用傾斜磁場パルス203、204、205を印加した後、リードアウト傾斜磁場パルス206、207を印加しながら核磁気共

鳴信号(エコー)208を計測する。エコー計測後、リフェーズ傾斜磁場パルス209、210、211を印加して磁化の位相を戻し、次の励起に備える。

[0007] 以上の手順を、繰返し時間TRでNe回繰返し、Ne個のエコーを計測する。ディフェーズ用傾斜磁場パルス204、205、リードアウト傾斜磁場パルス206、207、リフェーズ傾斜磁場パルス209、210は、それぞれ、図1の(A)のように繰返しごとに強度が変化する。図のシーケンスの場合、ディフェーズ用傾斜磁場パルス204とリフェーズ傾斜磁場パルス209は $-Ne/2$ から $Ne/2-1$ まで、ディフェーズ用傾斜磁場パルス205とリフェーズ傾斜磁場パルス210は0から $-Ne/2$ を経て -1 まで、リードアウト傾斜磁場パルス206は $Ne/2$ から $-Ne/2-1$ まで、リードアウト傾斜磁場パルス207は0から $Ne/2$ を経て1までそれぞれ1ステップずつ変化する。

[0008] 計測された各エコーは、図1の(B)のように、k空間上に配置される。図には、Neが128の場合を例として示す。k空間上で1つのエコーは原点Oを通る1本のラインを占め、各エコーは回転方向に等間隔に配置される。隣り合うエコーの角度の差 $\Delta\theta$ は、 π/Ne ラジアンである。

[0009] このk空間をグリiddingによって格子状の空間に変換した(例えば、非特許文献2参照)後、2次元逆フーリエ変換によって画像再構成が行われる。1画像当たりの撮影時間は、TRとエコー数の積となる。例えば、TR=4msとして128エコーで1枚の画像を再構成した場合、512ミリ秒である。

[0010] 画素数が $N \times N$ の画像を再構成するためには、通常、1エコー当たりのサンプル数とエコー数をともにNとする。エコー数をNよりも小さくした場合、撮影時間が短縮され、時間分解能が向上する。例えば、図1の(B)で奇数番目のエコーだけを計測した場合、エコー数は64となり、撮影時間は1/2となる。

[0011] 非特許文献1: E. Mark Haacke, et al.: Magnetic Resonance Imaging - Physical Principles and Sequence Design • Wiley-Liss, pp.303-330, 1999
非特許文献2: Jackson JL, Meyer CH, Nishimura DG: Selection of a Convolution Function for Fourier Inversion Using Gridding, IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 10, No. 3, pp. 473-478, 1991

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0012] しかしながら、上述したような方法で時間分解能を向上させた場合には、空間分解能低下やアーチファクトの発生が見られる。この場合の k 空間は、図2のようになる。図において、点線215は該当するエコーを計測していないことを示す。図1の(B)と比較して k 空間上のサンプル点が不足しているため、再構成画像の空間分解能低下やアーチファクトの発生が見られることになる。すなわち、時間分解能向上のためにエコー数を減らすと、アーチファクトが発生して画質が低下する問題を有する。
- [0013] また、図1の(A)に示すような、スライス傾斜磁場パルス印加からエコー計測までの手順を、繰り返し時間TRで繰り返し、1枚の画像を得るのに必要なエコーを計測する。各エコーは、図1の(B)のように k 空間上に配置される。グリッピングを行い、図8の(B)のように格子状の k 空間802上に配置しなおした後、2次元逆フーリエ変換によって画像再構成される。1画像当たりの撮影時間は、例えば、 $TR=4\text{ms}$ として64エコーを取得した場合、0.256秒である。心臓を撮影する場合には、心周期が約1秒と心臓の動きが撮影時間に対して無視できない。リアルタイムに撮影を行わない場合には、心電同期などの方法で心臓の動きの影響を抑制することが可能だが、リアルタイムに撮影を行う場合には、撮影中に対象が大きく動き、アーチファクトが生じる。
- [0014] 本発明の目的は、ラジアルスキャンで発生するアーチファクトを効率良く抑制し得る磁気共鳴イメージング技術を提供することにある。

課題を解決するための手段

- [0015] 上記目的を達成するために、本発明の磁気共鳴イメージング装置は、下記に示すような特徴を有する。
- [0016] 1. 静磁場の中に置かれた被検体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を検出するパルスシーケンスを制御する制御装置と、前記信号を処理する演算装置とを有し、前記制御装置は、(1)ラジアルスキャンを実施するパルスシーケンスの制御と、(2)前記パルスシーケンスを複数回実行して画像用エコーを収集する制御と、(3)前記パルスシーケンスを複数回実行して k 空間上で前記画像用エコーの間に位置するリファレンスエコーを収集する制御とを行い、前記演算装置は、(1)前記画像用エコーと前記リファレンスエコーを複数のグループに

分割する処理と、(2)前記リファレンスエコーとその前後に位置する前記画像用エコーを用いて推定係数を求める処理と、(3)前記推定係数を用いてk空間上で前記画像用エコーの間に位置する未計測のエコーを推定する処理とを行うことを特徴とする。

- [0017] 2. 静磁場の中に置かれた被検体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出するパルスシーケンスを制御する制御装置を有し、前記制御装置は、(1)k空間を放射状に走査する前記核磁気共鳴信号を検出すること、(2)複数枚数撮影すること、(3)スライディングウィンドウを用いること、(4)前記走査をn個飛ばしに行い、時間フィルタによりアーチファクトを抑制することを特徴とする。

発明の効果

- [0018] 本発明によれば、ラジアルスキャンで発生するアーチファクトを効率良く抑制し得る核磁気共鳴イメージング装置を実現できる。

発明を実施するための最良の形態

- [0019] 以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

- [0020] (実施例1)

図3は、核磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示すブロック図である。

- [0021] 図3において、101は静磁場を発生するマグネット、102は傾斜磁場を発生するコイル、103は被検体(例えば、生体)であり、被検体103はマグネット101の発生する静磁場空間内に設置される。また、シーケンサ104は、傾斜磁場電源105と高周波磁場発生器106に命令を送り、それぞれ傾斜磁場および高周波磁場を発生させる。高周波磁場は、プローブ107を通じて検査対象103に印加される。検査対象103から発生した信号はプローブ107によって受波され、受信器108で検波が行われる。検波の基準とする核磁気共鳴周波数(以下、検波基準周波数と記す。)は、シーケンサ104によりセットされる。検波された信号は計算機109に送られ、ここで画像再構成などの信号処理が行われる。

- [0022] その結果は、ディスプレイ110に表示される。必要に応じて、記憶媒体111に検波された信号や測定条件を記憶させることもできる。また、静磁場空間内にはシーケン

サ104に接続された心電計114があり、被検体103の心電波形を計測することができる。計測された心電波形は、シーケンサ104に取り込まれる。また、静磁場均一度を調整する必要があるときは、シムコイル112を使う。シムコイル112は複数のチャネルからなり、シム電源113により電流が供給される。静磁場均一度調整時には各シムコイルに流れる電流をシーケンサ104により制御する。シーケンサ104は、シム電源113に命令を送り、静磁場不均一を補正するような付加的な磁場をコイル112より発生させる。

[0023] なお、シーケンサ104は、通常、予めプログラムされたタイミング、強度で各装置が動作するように制御を行う。上記プログラムのうち、特に、高周波磁場、傾斜磁場、信号受信のタイミングや強度を記述したものはパルスシーケンスと呼ばれている。

[0024] 本実施例では、パルスシーケンスとして、図1に示すGE系のシーケンスを使用する。このパルスシーケンスのTRは4ms、繰返し回数は従来の繰返し回数64回に加えて、リファレンス用の8回を加えて計72回とし、72個のエコーを計測する。エコーのk空間配置は、図4に示す実線のとおりである。

[0025] 図4で、実線で示したエコーのうち、太い線のエコー213はリファレンス用エコーである。このエコーを用いて推定係数を求め、点線で示した未計測のエコー212を推定する。推定後のエコーは全部で128個になる。この手順を、図6のフローチャートに従って説明する。

[0026] まず、未計測エコー212を含む128個のエコーを17個のエコーを含む8個のグループに分割する(ステップ401)。図5に示すように、グループの境界のエコーは隣接する2個のグループに含まれるようにする。図5では、1番目のグループ301と2番目のグループ302の境界にあるエコー214が両方のグループに含まれている。また、リファレンスエコー213は、各グループの中心に1個ずつ位置するよう計測されているものとする。

[0027] 次に、各グループで未計測エコー212を推定するための推定係数 $A=[a_1, a_2]$ を、リファレンスエコーR(行ベクトル)とその前後の2個のエコーS1、S2(それぞれ列ベクトル)を用いて、以下の(1)式により求める(ステップ402)。

[0028] $A=RS^{-1} \dots\dots\dots (1)$

ここで、 $S=[S1, S2]^T$ (a^T は a の転置行列)、 S^{-} は S のpseudo inverse (擬似逆行列)である。

[0029] 次に、ブロックごとにこの推定係数 A を用いて未計測のエコーを、以下の(2)式で推定する(ステップ403)。

$$[0030] \quad Su=AS' \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 Su は未計測エコー、 $S'=[S'1, S'2]^T$ であり、 $S'1$ と $S'2$ は Su の前後のエコーである。

[0031] 以上の処理において、各エコーは、図5に点線303で示すように、ほぼ等間隔に N_p 個のパートに分割されて処理される。図には、 $N_p=3$ の場合を示した。エコーを分割することにより、1個のエコー全体を用いて処理を行うよりも精度の良い推定結果が得られる。分割される最適なパートの数は、通常、ほぼ7個程度である。エコーのサンプリング数が129個の場合、例えば、18、18、18、21、18、18、18 からなるパートに分割するのが良い。

[0032] また、リファレンスエコーの数は、8以上とするのが良い。例えば、リファレンスエコーの数を4とした場合、 k 空間は4個のグループに分割され、1個のグループが占める θ の範囲は、 $360^\circ/4=90^\circ$ となる。この場合、1個の推定係数で 90° の広範囲に含まれるエコーを推定しなければならず、十分な精度の推定結果が得られない。これに対して、リファレンスエコーの数を8以上にした場合には、1個の推定係数で推定するエコーの範囲は、 45° 以下になり、ほぼ十分な精度の推定結果が得られる。ただし、推定精度は、リファレンスエコーの数を多くするほどよくなるが、計測時間がその分長くなるため、通常は、リファレンスエコーの数をほぼ8程度とするのが最も効果的である。

[0033] 最後に、計測したエコーと以上の処理によって推定された未計測のエコーを組合せてグリiddingをした後、逆フーリエ変換によって画像を再構成する(ステップ404)。

[0034] 図7に、以上の処理を実際に適用した結果を示す。64個のエコーと8個のリファレンスエコーを計測し、56個の未計測エコーを推定した。エコーのサンプリング点数は129であり、各エコーを7個のパートに分割して推定処理を行った。

[0035] 図7のAは、それぞれ本発明の処理結果の画像、Bは、計測した64個のエコーのみを用いて再構成した結果の画像、Cは、128個のエコーを計測して再構成した結果の画像である。図7Bは、エコーが少ないため背景に放射状のアーチファクトが多数見られる。これに対して、図7Aでは、放射状のアーチファクトがほとんど見えなくなり、画質が大幅に向上した。その結果、図7Cに示す128個すべてのエコーを計測した場合とほぼ同等の画質が得られた。

[0036] 以上のように、本実施例によれば、未計測のエコーのうち一部だけをリファレンスとして計測し、リファレンスと隣り合うエコーから推定係数を求め、未計測のエコーを推定係数を用いて推定する構成とすることにより、リファレンスとして計測するエコーが未計測のエコーのうち一部だけであるため、撮影時間がほとんど増加せず、また、リファレンスを用いて推定係数を求めるため、リファレンスを用いない単純なデータ補完と比較して未計測のエコーを精度よく推定できる。それにより、撮影時間をほとんど延長することなくアーチファクトを抑制することが可能な磁気共鳴イメージング装置を実現できる。

[0037] (実施例2)

図1の(A)に示したパルスシーケンスにおいて、スライス傾斜磁場パルス印加からエコー計測までの手順を、例えば、繰り返し時間 $TR=4ms$ で繰り返し、64エコーで一枚の画像が得られるように傾斜磁場の大きさを変化させる。

[0038] 本実施例では、傾斜磁場の大きさは、 k 空間を θ 方向に3エコーずつ飛ばして走査するように変化させる。図8の(A)に、その走査順序の模式図を示す。この時点では、フレームレートは4fpsである。スライディングウィンドウを用い、8エコーずつ更新することによりフレームレートを32fpsにする。その後、グリiddingを行い、図8の(B)のように、格子状の k 空間802上に配置しなおした後、2次元逆フーリエ変換によって画像再構成を行う。

[0039] k 空間801の走査を3個飛ばしに行なったことにより、放射状アーチファクトの周波数が高周波に変化する。放射状アーチファクトの周波数を高周波に変化させることにより、時間フィルタ(ローパスフィルタ)を用いて放射状アーチファクトを抑制することが可能となる。

[0040] さらに、画像辺縁部のアンダーサンプリングによるアーチファクトを抑制する場合には、スライディングウィンドウを適用する前のデータにおいて、隣り合うフレームの走査ラインが重ならないようにずらして取得したデータを用いる。これらの時系列データに対して時間フィルタ(ローパスフィルタ)を適用することによりアンダーサンプリングによるアーチファクトを抑制することが可能となる。

[0041] 図9に、アーチファクトのフィルタリングの一例として、k空間の走査を3個飛ばしに行って再構成した動画像を時間方向に周波数分解した結果901と、使用した時間フィルタ902を示す。図9において、横軸は周波数を表し、縦軸は振幅を表す。903は、この動画像に見られる放射状アーチファクトの周波数成分である。動画像の周波数成分901に対して時間フィルタ902を適用することにより、放射状アーチファクトの周波数成分903を0にすることができ、放射状アーチファクトを除去することが可能となる。

[0042] 図10に、本発明による撮影結果(動画の1フレーム目)を示す。図10の(A)は、3個飛ばし、時間フィルタ(ローパスフィルタ)、アンダーサンプリングによるアーチファクトの抑制のいずれも使用しなかった場合の画像(0個飛ばし)である。図10の(B)は、3個飛ばしで走査し、時間フィルタ(ローパスフィルタ)を適用した場合の画像である。放射状アーチファクトが抑制されているのがわかる。図10の(C)は、3個飛ばしで走査し、時間フィルタ(ローパスフィルタ)を適用し、さらにアンダーサンプリングによるアーチファクトの抑制を行えるような走査ラインで取得した画像である。データのギャップによる放射状アーチファクトだけでなく、画像辺縁部のアーチファクトが抑制されていることがわかる。

[0043] 本実施例では、3個飛ばしで走査を行う場合について説明したが、何個飛ばしで走査を行うべきか、ということは、以下の(3)式を用いて決定することができる。

$$[0044] \quad (N+1) = N_e / 2 \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで、NはN個飛ばしのN、 N_e はエコーシェアをした場合にフレームレートが何倍になるかという値である。

[0045] (3)式は、次のように導かれる。エコーシェアによりフレームレートを N_e 倍にした場合、データのギャップが周期 N_e / F で変化することになり、それにともない周波数F

F/Ne の放射状アーチファクトが生じる(ここで、 F はフレームレート)。 N 個飛ばしの走査の場合は走査ラインが一周するために必要なエコーの数が $1/(N+1)$ に減少するために、データのギャップの変化の周波数が $(N+1)$ 倍になり、それにともない放射状アーチファクトの周波数が $F/Ne \times (N+1)$ になる。これが高周波(ナイキスト周波数 $F/2$)になるという条件($F/Ne \times (N+1) = F/2$)から、(3)式の条件が導かれる。

[0046] 図11に、本発明における撮影手順を示す。まず、撮影準備として、撮影シーケンスのパラメータを入力する(ステップ1101)。

[0047] 次に、(3)式に従って、 N 個飛ばしの N 値を決定する(ステップ1102)。

[0048] 次に、図1(A)のシーケンスを用いてエコーを取得する(ステップ1103)。このとき、図8に示されるように、 N 個飛ばしに走査を行う(図8の例の場合は、 $N=3$)。また、アンダーサンプリングによるアーチファクトの抑制を併用する場合には、必要なフレーム数だけ走査ラインが重ならないように互い違いに走査を行う。

[0049] 次に、画像更新に必要なエコーが取得された段階で、画像再構成を行う(ステップ1104)。

[0050] 最後に、時間フィルタ(ローパスフィルタ)をかけて放射状アーチファクトが抑制された画像を取得する(ステップ1105)。また、アンダーサンプリングによるアーチファクトの抑制を併用する場合には、対応する時間フィルタ(ローパスフィルタ)をかけてアーチファクトを抑制する。

[0051] 本実施例によれば、ラジアルスキャンにおけるデータのギャップによる放射状アーチファクトの周波数を操作してフィルタをかけることができるため、放射状アーチファクトを抑制できるという顕著な効果が期待できる。

産業上の利用可能性

[0052] 本発明によれば、ラジアルスキャンで発生するアーチファクトを効率良く抑制し得る磁気共鳴イメージング装置を実現できる。また、磁気共鳴イメージング技術を用いて検査装置等に適用でき、特に医療分野における意義は大きい。

図面の簡単な説明

[0053] [図1]従来のGE系ラジアルスキャンのパルスシーケンスと k 空間を説明する図。

[図2]従来のラジアルスキャンのk空間を説明する図。

[図3]本発明が適用される核磁気共鳴イメージング装置の構成例を示す図。

[図4]本発明におけるラジアルスキャンのk空間を説明する図。(実施例1)

[図5]本発明における未計測エコー推定の際のエコー配置を説明する図。(実施例1)

[図6]本発明における未計測エコー推定のためのフローチャートを示す図。(実施例1)

[図7]本発明による未計測エコー推定結果を示す図。(実施例1)

[図8]本発明におけるN個飛ばしの走査順序を説明する図。(実施例2)

[図9]k空間の走査を3個飛ばしに行って再構成した動画像の周波数成分と時間フィルタ(ローパスフィルタ)を示す図。(実施例2)

[図10]本発明による撮影結果を説明する図。(実施例2)

[図11]本発明における撮影手順を説明する図。(実施例2)

符号の説明

- [0054] 101…静磁場を発生するマグネット、102…傾斜磁場コイル、103…被検体、104…シーケンサ、105…傾斜磁場電源、106…高周波磁場発生器、107…プローブ、108…受信器、109…計算機、110…ディスプレイ、111…記憶媒体、112…シムコイル、113…シム電源、114…心電計、115…検査者、116…ベッド、117…ケーブル、118…スイッチ、201…スライス傾斜磁場パルス、202…磁化励起用高周波磁場パルス、203…位相エンコード傾斜磁場パルス、206、207…リードアウト傾斜磁場パルス、208…エコー、209～211…リフェーズ傾斜磁場パルス、212…未計測エコー、213…リファレンス用エコー、214…グループの境界にあるエコー、302…グループ、303…パート分割線、901…k空間の走査を3個飛ばしに行って再構成した動画像の周波数成分、902…時間フィルタ、903…k空間の走査を3個飛ばしに行って再構成した動画像に見られる放射状アーチファクトの周波数成分。

請求の範囲

- [1] 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する磁気共鳴信号を検出するパルスシーケンスを制御する制御装置と、前記信号を処理する演算装置とを有し、前記制御装置は、(1)ラジアルスキャンを実施するパルスシーケンスの制御と、(2)前記パルスシーケンスを複数回実行して画像用エコーを収集する制御と、(3)前記パルスシーケンスを複数回実行してk空間上で前記画像用エコーの間に位置するリファレンスエコーを収集する制御とを行い、前記演算装置は、(1)前記画像用エコーと前記リファレンスエコーを複数のグループに分割する処理と、(2)前記リファレンスエコーとその前後に位置する前記画像用エコーを用いて推定係数を求める処理と、(3)前記推定係数を用いてk空間上で前記画像用エコーの間に位置する未計測のエコーを推定する処理とを行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [2] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記リファレンスエコーは、前記複数のグループの各々の中心に1個ずつ位置するよう計測されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [3] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記演算装置は、前記画像用エコーと前記リファレンスエコーの各々を複数のパートに分割して処理するよう構成したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [4] 請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置において、分割される前記パートの数がほぼ7個であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [5] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記リファレンスエコーの数が、ほぼ8であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [6] 静磁場の中に置かれた被検体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出するパルスシーケンスを制御する制御装置を有し、前記制御装置は、(1)k空間を放射状に走査する前記核磁気共鳴信号を検出すること、(2)複数枚数撮影すること、(3)スライディングウィンドウを用いること、(4)前記走査をn個飛ばしに行ない、時間フィルタによりアーチファクトを抑制することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。

- [7] 請求項6に記載の核磁気共鳴を用いた検査装置において、前記制御装置は、前記(3)で、 n 個飛ばしの n 値の設定により、アーチファクトの周波数をナイキスト周波数付近に制御することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。
- [8] 請求項6に記載の核磁気共鳴を用いた検査装置において、前記制御装置は、前記(1)、(2)で、スキャンラインを間引き、間引き方を画像間で変化させることにより、アーチファクトを周期的に変化させるよう前記走査を行なうことを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。

要 約 書

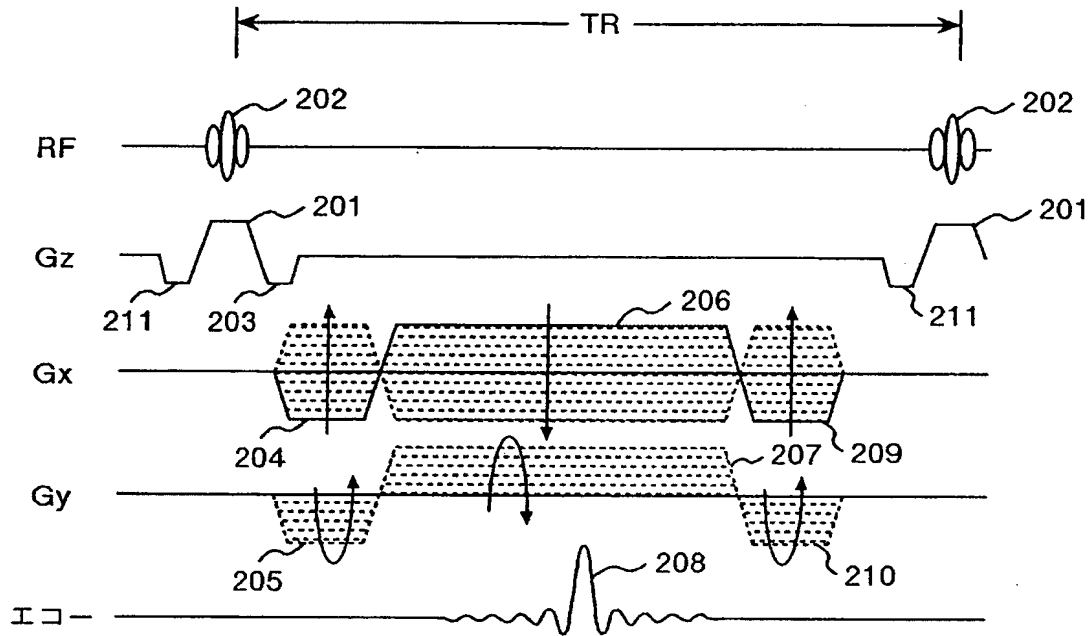
エコー数の不足したラジアルスキャンで発生するアーチファクトを効率良く抑制し得る磁気共鳴イメージング装置を提供する。

未計測のエコーのうち一部だけをリファレンス用エコーとして計測し、リファレンスエコーと隣り合うエコーから推定係数を求め、未計測エコーを推定係数を用いて推定するよう構成されている。

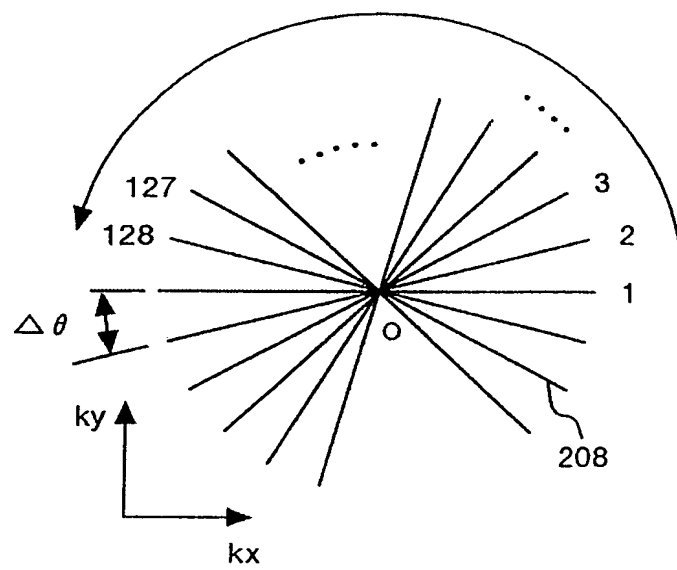
[図1]

図 1

(A)

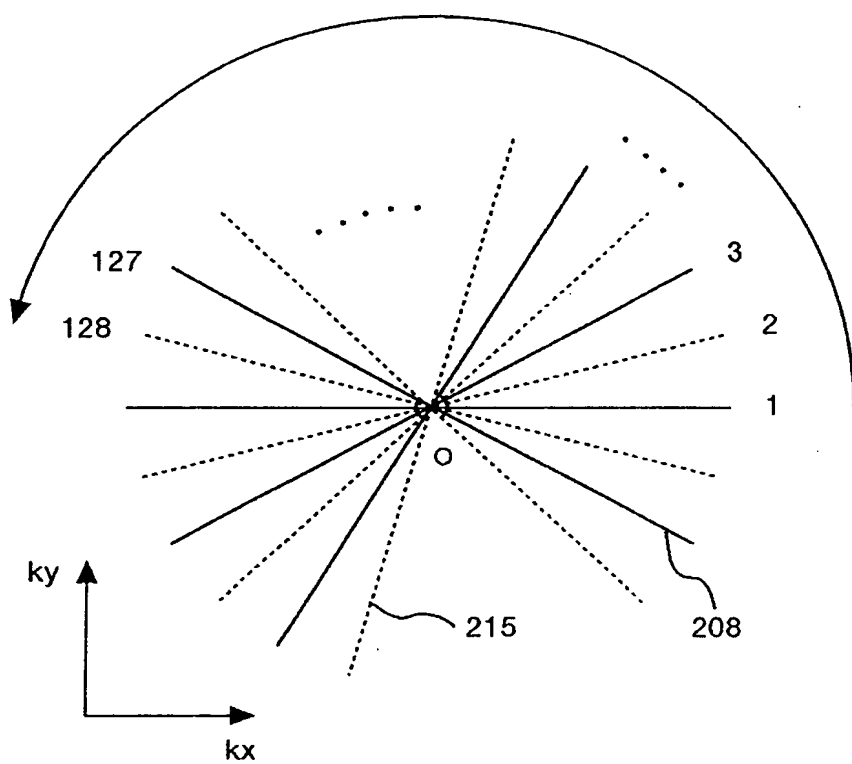


(B)



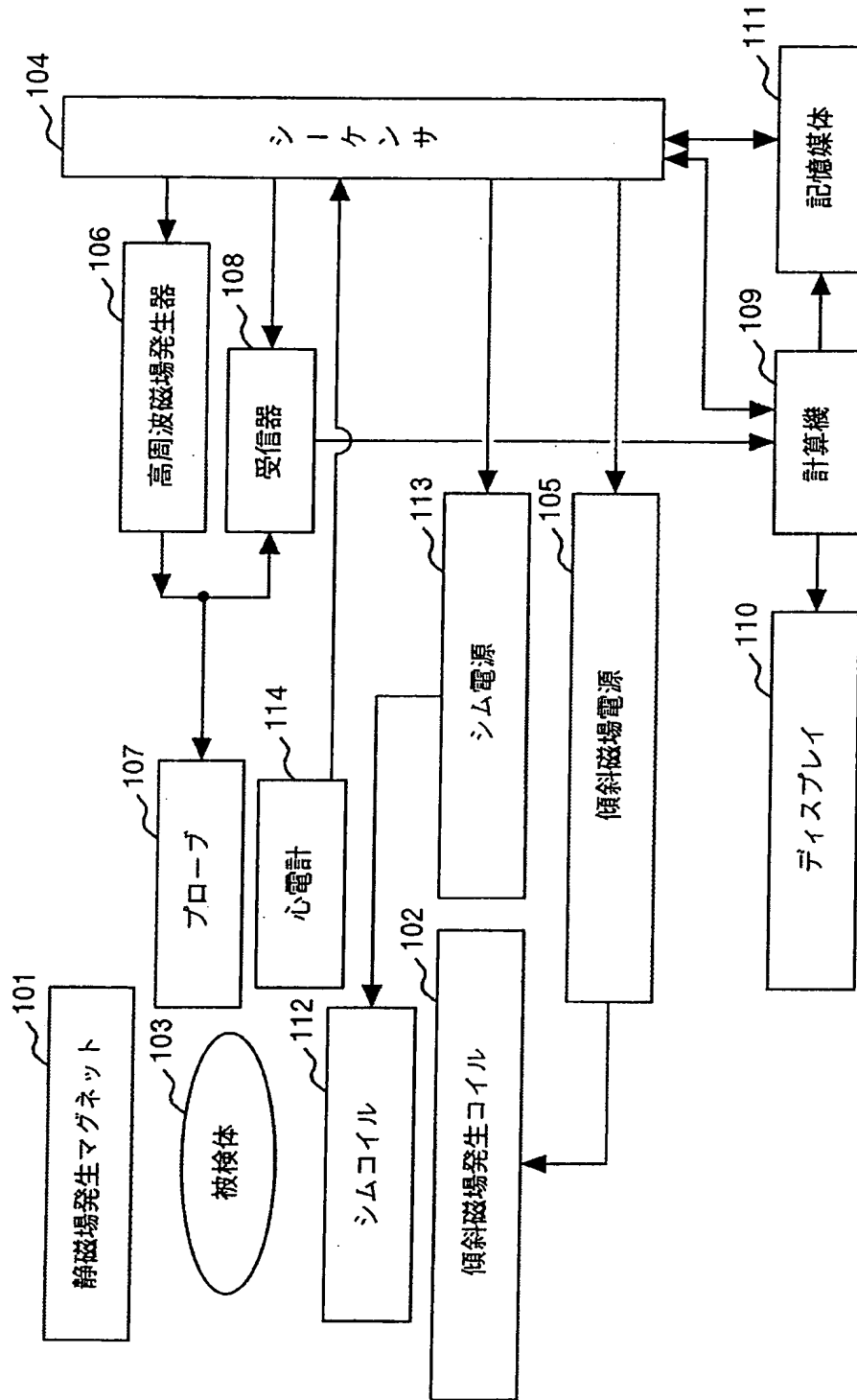
[図2]

図 2



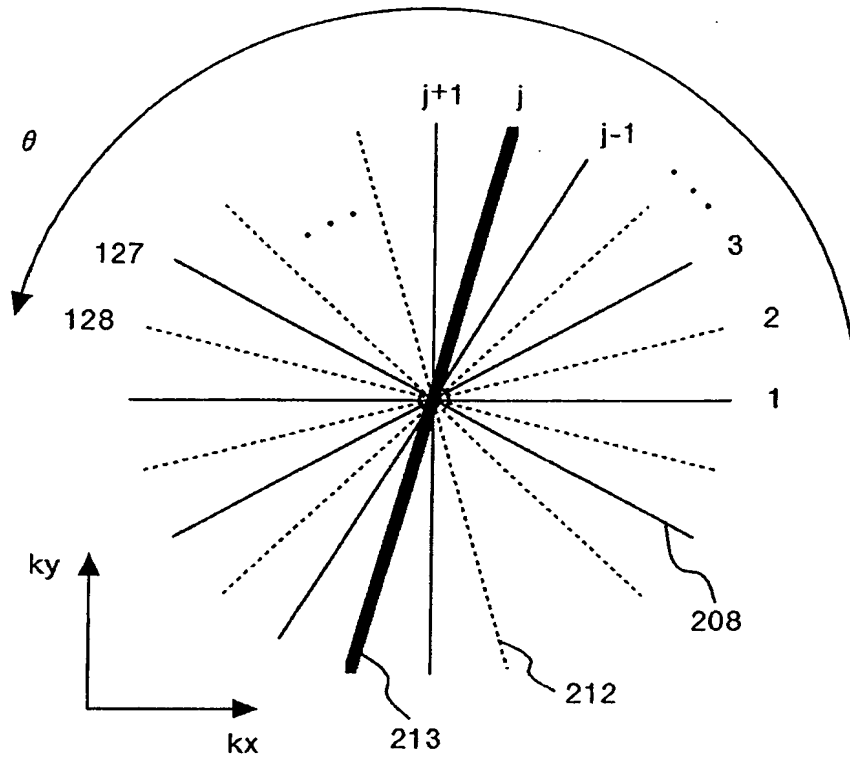
[図3]

図 3



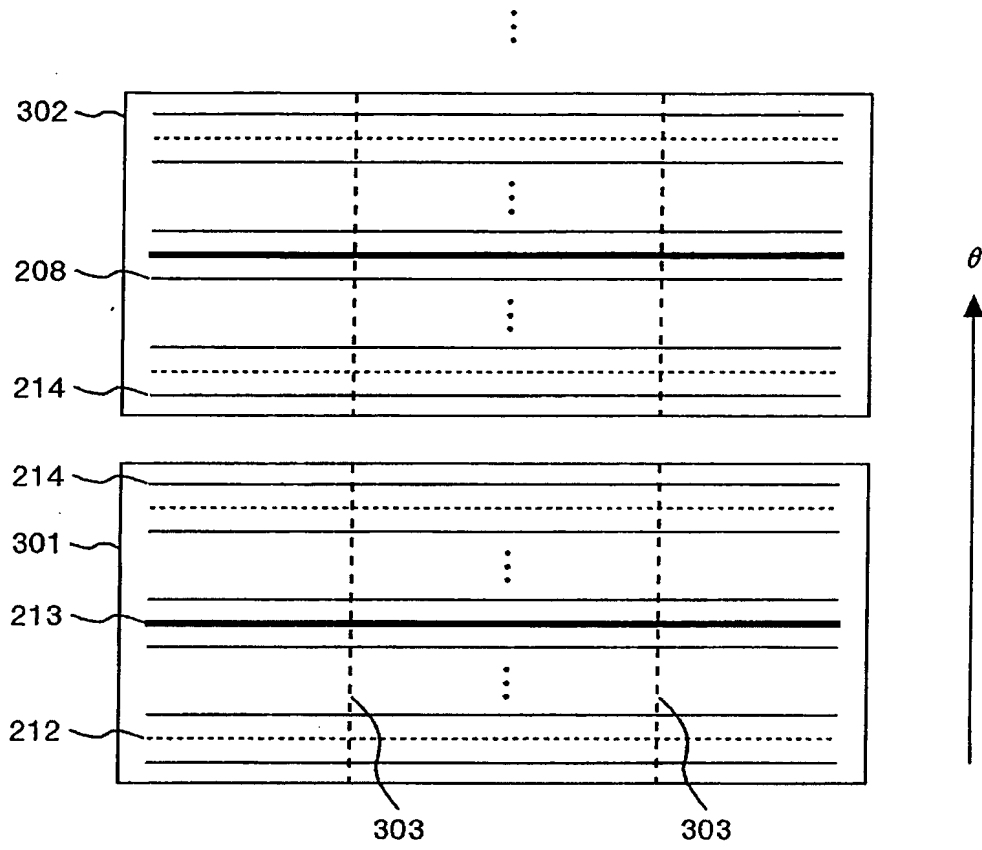
[図4]

図 4



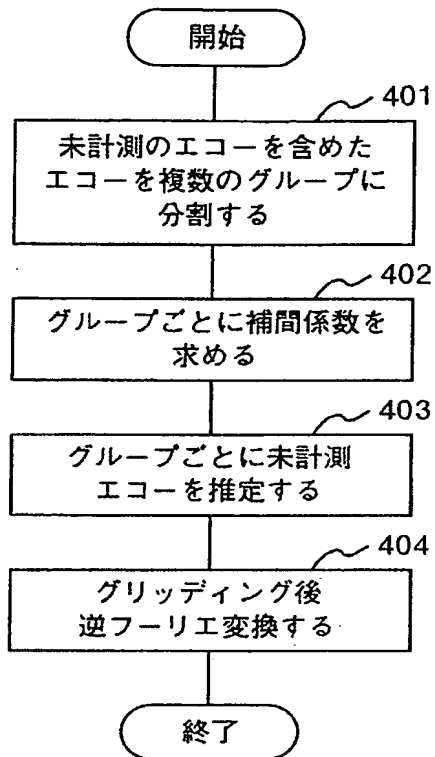
[図5]

図 5



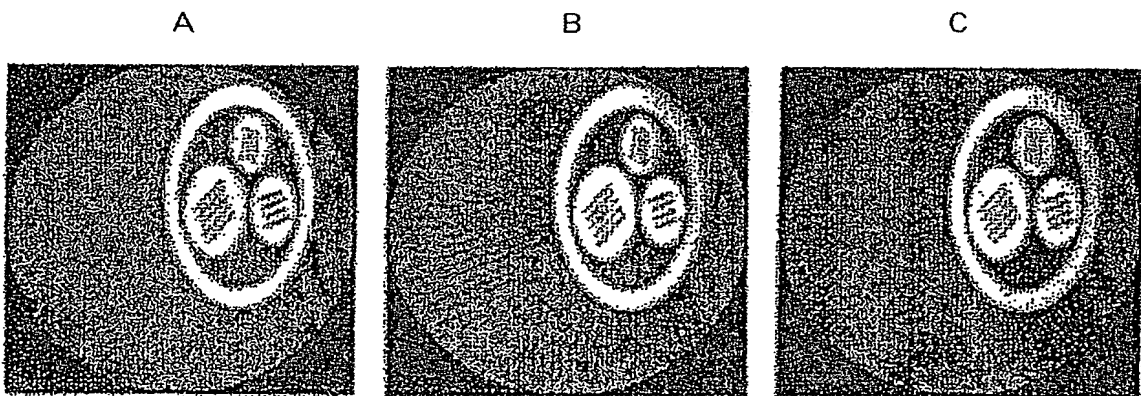
[図6]

図 6



[図7]

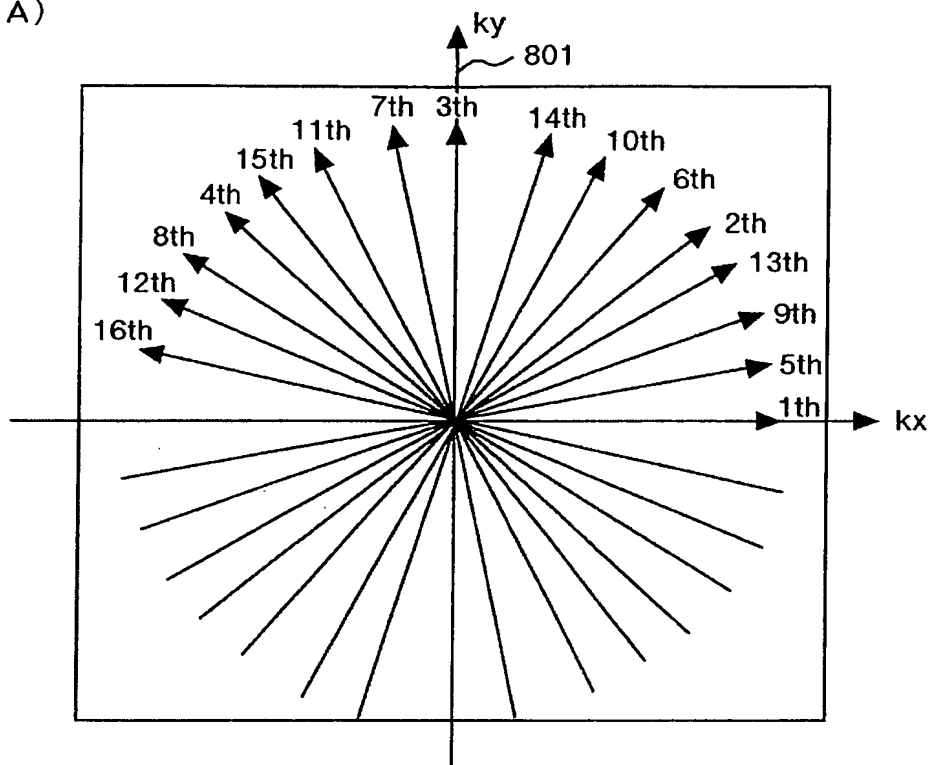
図 7



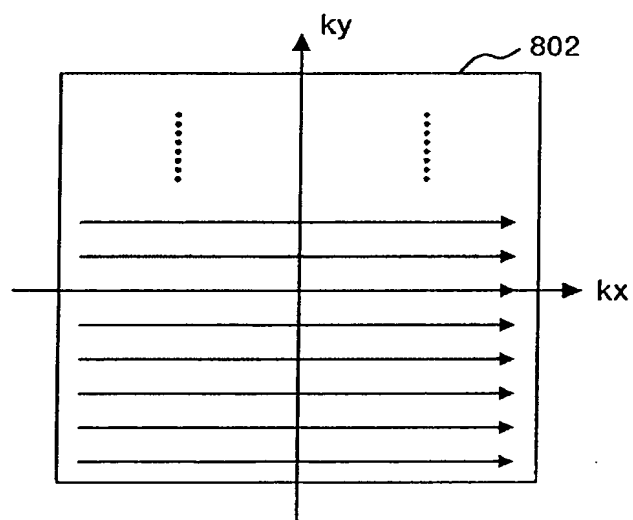
[図8]

図 8

(A)

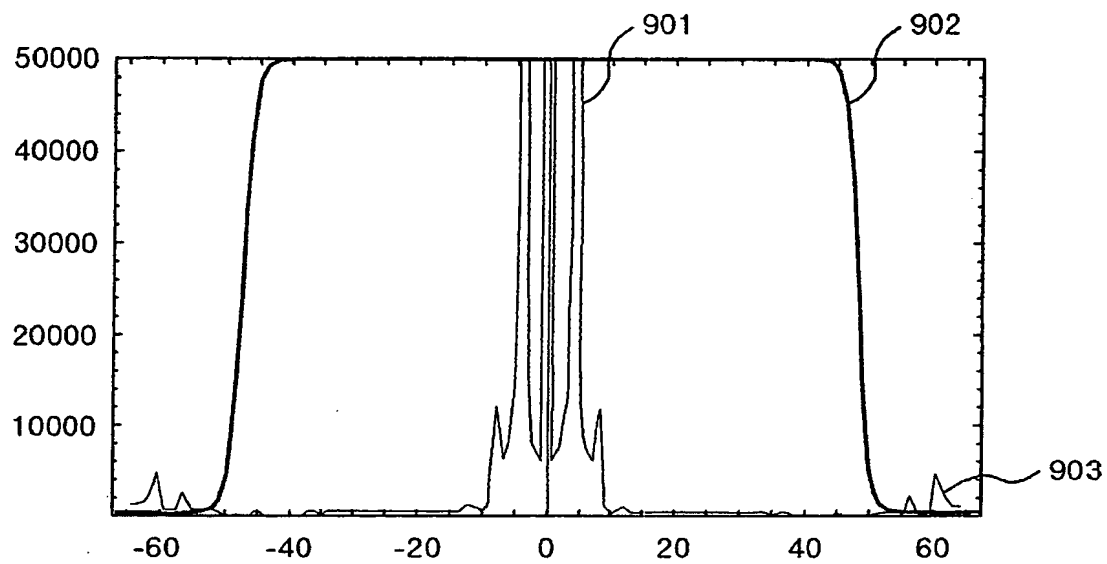


(B)



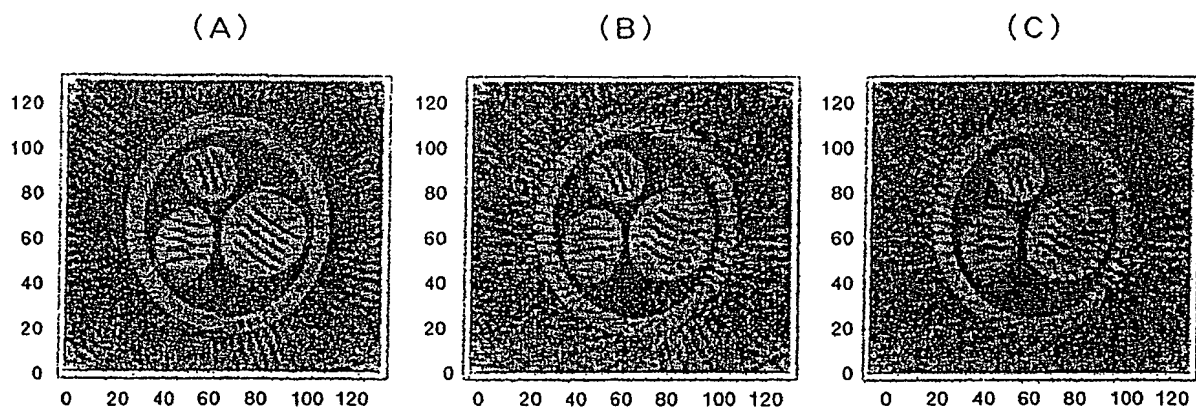
[図9]

図 9



[図10]

図 10



[図11]

図 11

